

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 709 949

②1 N° d'enregistrement national : 93 10917

⑤1 Int Cl⁸ : A 61 F 2/44

①2

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 14.09.93.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : 24.03.95 Bulletin 95/12.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : COMMISSARIAT A L'ENERGIE
ATOMIQUE Etablissement de Caractère Scientifique,
Technique et Industriel — FR et UNIVERSITE
PIERRE ET MARIE CURIE (Paris VI) — FR.

⑦2 Inventeur(s) : Bainville Daniel, Laval François, Roy-
Camille Raymond, Saillant Gérard et Lavaste François.

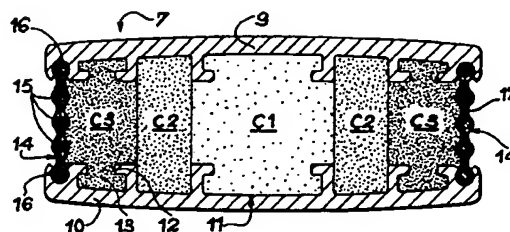
⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire : Brevatome.

⑤4 Prothèse de disque intervertébral.

⑤7 L'invention concerne une prothèse préformée destinée
à remplacer un disque intervertébral détérioré. Elle com-
porte deux demi-enveloppes (9, 10) fixées rigidement sur
les vertèbres adjacentes et reliées par un coussin de com-
pression (11) comprenant plusieurs couches de matériaux
de compressibilités différentes permettant l'absorption des
déformations subies par la prothèse.

Application à la chirurgie orthopédique.



FR 2 709 949 - A1

BEST AVAILABLE COPY



PROTHESE DE DISQUE INTERVERTEBRAL.

DESCRIPTION

5 Domaine Technique

La présente invention a pour objet une prothèse destinée à remplacer un disque intervertébral endommagé de la colonne vertébrale.

10 Elle trouve une application dans le domaine de la chirurgie orthopédique.

Etat de la technique

15 La colonne vertébrale est constituée par un ensemble de vertèbres superposées reliées les unes aux autres par des disques fibro-cartilagineux, appelés disques intervertébraux. Ces disques intervertébraux ont un rôle fondamental dans la statique et la dynamique de la colonne vertébrale : ils assurent la mobilité des vertèbres entre elles.

Ces disques intervertébraux sont souvent l'objet de désordres relatifs à un tassement de vertèbres, une hernie discale, un déplacement de vertèbres
25 ou encore une dégénérescence arthrosique intervertébrale. Ces désordres sont, bien souvent, la cause de douleurs ou de gênes fonctionnelles rebelles aux traitements médicaux ; dans certains cas, ils peuvent même être invalidants.

30 Le procédé utilisé pour soulager les patients atteints de ces désordres consiste, généralement, en une intervention chirurgicale. Plusieurs techniques d'intervention chirurgicale sont actuellement connues.

La première technique consiste en une excision discale simple ; la zone endommagée du disque intervertébral est simplement supprimée, ce qui supprime de ce fait la biomécanique normale du disque. Les
5 deux vertèbres adjacentes à ce disque ont alors une mobilité de l'une par rapport à l'autre, réduite. En outre, une telle excision ne constitue pas un remède définitif au mal du patient, la dégradation du disque pouvant continuer à évoluer.

10 La seconde technique d'intervention chirurgicale consiste en une arthrodèse intervertébrale par laquelle les deux vertèbres adjacentes au disque endommagé sont fusionnées. Ce procédé est, en effet, un remède définitif qui bloque l'évolution arthrosique,
15 c'est-à-dire la dégradation, dans le disque. Ce procédé a pour principal inconvénient de supprimer toute mobilité discale.

La troisième technique, la plus répandue actuellement, consiste en une chirurgie arthroplastique
20 intervertébrale de remplacement du disque endommagé par une prothèse. De nombreux types de prothèses discales sont connus et décrits dans l'ouvrage intitulé "The Artificial Disc", édité par Mario BROCK, H. Mickael MAYER et Klaus WEIGEL chez SPRINGER-VERLAG, 1991.

25 Selon cet ouvrage, les prothèses discales connues peuvent être classées en deux grandes catégories :

- les prothèses pour lesquelles la partie fibreuse du disque naturel est conservée et utilisée comme enveloppe de prothèse. Le noyau intérieur du disque
30 naturel est alors remplacé, soit par un produit polymérisant injecté dans l'enveloppe, soit par des pièces élastiques introduites dans l'enveloppe, soit par un sac inséré dans l'enveloppe et gonflé au
35 moyen d'un liquide ou d'un polymère. Une telle

- prothèse est décrite, notamment, dans les demandes de brevet US-A-4 772 287 et EP-A-0 277 282. La difficulté principale, pour réaliser une telle prothèse, réside dans le fait qu'il faille retrouver la géométrie et la résistance en compression du disque naturel. En outre, une telle prothèse ne peut être considérée comme un remède définitif pour le patient, la partie fibreuse conservée du disque pouvant continuer à se dégrader ;
- 5
- 10 - les prothèses entièrement artificielles qui se substituent à un disque naturel complètement retiré.

Une première technique de réalisation de ces prothèses entièrement artificielles consiste à introduire une articulation glissante entre les deux vertèbres. Cette articulation peut être en contact direct sur les plateaux vertébraux ; elle peut aussi consister en une rotule centrée comme le décrit le document FR-A-2 372 622. Une telle prothèse à rotule centrée a pour inconvénient que le déplacement d'une vertèbre par rapport à une autre entraîne un frottement au niveau de la rotule. Ces frottements peuvent produire, relativement rapidement, une irritation et, après un certain temps, des débris d'usure migrants. Ces débris d'usure peuvent provoquer une réaction à corps étranger qui, si elle se développe au contact du canal médulaire, peut être la cause de troubles neurologiques.

15

20

25

La seconde technique de réalisation de prothèses entièrement artificielles consiste à utiliser une architecture déformable reliée, rigidement, aux plateaux vertébraux adjacents. Une telle prothèse est décrite, par exemple, dans le brevet FR-A-2 124 815. Cette prothèse consiste, plus précisément, en un élément affectant la forme d'un disque intervertébral et réalisé dans un matériau élastomère du type silicone.

30

35

Elle a pour inconvénient de ne pouvoir assurer qu'une mobilité limitée des vertèbres adjacentes, son aptitude à se déformer étant relativement limitée. En outre, cette prothèse n'interdit pas l'expansion radiale du
5 matériau élastomère lors des contraintes exercées sur la prothèse, ce qui se traduit par un risque d'herniation vers le canal médullaire.

Exposé de l'invention

10

La présente invention a justement pour but de remédier à ces inconvénients en proposant une prothèse discale comportant deux demi-enveloppes fixées rigidement sur les vertèbres et reliées au moyen d'un
15 coussin compressible apte à absorber les déformations.

De façon plus précise, l'invention concerne une prothèse préformée destinée à remplacer un disque intervertébral détérioré. Cette prothèse se caractérise par le fait qu'elle comporte :

- 20 - deux demi-enveloppes rigides en forme de coupelles, fixées chacune solidairement sur une des deux vertèbres adjacentes au disque intervertébral à remplacer ;
- 25 - un coussin de compression disposé entre les deux demi-enveloppes et comportant au moins deux couches de matériaux de compressibilités différentes, ledit coussin étant apte à absorber des déformations consécutives à un déplacement de l'une des vertèbres adjacentes par rapport à l'autre.

30 Avantageusement, les matériaux constituant le coussin de compression sont des polymères aptes à adhérer sur les demi-enveloppes.

Selon un premier mode de réalisation de l'invention, les couches des matériaux constituant le
35 coussin de compression sont concentriques.

Selon un second mode de réalisation de l'invention, les couches des matériaux constituant le coussin de compression sont disposées de façon approximativement parallèle au plan des demi-enveloppes.

5 La prothèse selon l'invention comporte une membrane fixée sur chacune des demi-enveloppes et entourant le coussin de compression pour assurer une étanchéité dudit coussin de compression.

De façon avantageuse, la prothèse comporte
10 des moyens annulaires de mise en forme du coussin de compression pour limiter l'expansion dudit coussin de compression hors du volume défini par les deux demi-enveloppes.

Selon un premier mode de réalisation, ces
15 moyens annulaires de mise en forme comportent une pluralité d'anneaux métalliques de section circulaire et de forme adaptée au contour du coussin de compression, maintenus ensemble par un moyen de maillage, deux de ces anneaux métalliques étant sertis
20 en bordure des deux demi-enveloppes de façon à assurer un écart maximum entre lesdites demi-enveloppes.

Selon un second mode de réalisation, ces moyens annulaires de mise en forme comportent une lame métallique de forme adaptée au contour du coussin de
25 compression, deux anneaux métalliques de section circulaire sertis en bordure des deux demi-enveloppes et un moyen de maillage reliant la lame aux anneaux et assurant un écart maximum entre lesdites demi-enveloppes.

Selon un troisième mode de réalisation, les
30 moyens annulaires de mise en forme comportent un fil enroulé en hélice autour du coussin de compression.

Brève description des dessins

- La figure 1 représente une vue générale en perspective d'une portion de colonne vertébrale incluant une prothèse discale selon l'invention ;

- La figure 2 représente, selon une vue en coupe, un mode de réalisation de la prothèse discale de l'invention ; et

- La figure 3 représente, selon une vue en coupe, un autre mode de réalisation de la prothèse discale de l'invention.

Exposé détaillé des modes de réalisation

Sur la figure 1, on a représenté une portion de colonne vertébrale comportant quatre vertèbres 1, 2, 3, 4 reliées les unes aux autres par des disques intervertébraux. Selon l'exemple particulier représenté sur cette figure 1, les vertèbres 1 et 2 et les vertèbres 2 et 3 sont reliées, respectivement, par les disques intervertébraux 5 et 6. Selon cet exemple, les vertèbres 3 et 4 sont reliées par une prothèse discale 7, qui est représentée en hachures sur la figure 1.

On reconnaît sur cette figure, le trou vertébral 8 que remplit la moëlle spinale. On reconnaît, en outre, sur chaque vertèbre 1, 2, 3, 4, le corps vertébral, respectivement 1a, 2a, 3a, 4a ainsi que les apophyses 1b, 2b, 3b, 4b.

Tout comme les disques intervertébraux 5 et 6, la prothèse discale 7 a une forme extérieure de "haricot" et est disposée entre les corps vertébraux 3a et 4a des vertèbres 3 et 4.

Sur la figure 2, on a représenté une vue en coupe d'un premier mode de réalisation de la prothèse

discale 7. Cette prothèse discale 7 comporte deux demi-enveloppes 9 et 10 en forme de coupelles, appelées aussi cupules 9 et 10. Ces cupules 9 et 10 sont métalliques et fixées chacune sur le corps vertébral de l'une des deux vertèbres adjacentes. Elles peuvent, par exemple, être réalisées en titane allié ou en alliage chrome-molybdène.

Selon l'exemple de la figure 1, la cupule 9 est fixée sur le corps 3a de la vertèbre 3 et la cupule 10 sur le corps 4a de la vertèbre 4. Chacune de ces cupules 9 et 10 est en contact, par sa paroi convexe, avec l'une des vertèbres adjacentes, les parois concaves des cupules 9 et 10 se faisant face. La prothèse discale 7 reproduit ainsi globalement la forme du disque intervertébral qu'elle remplace.

La fixation des cupules 9 et 10 métalliques sur les vertèbres adjacentes peut être réalisée par les procédés classiques de chirurgie orthopédique, à savoir la fixation par vissage ou par broches. Cette fixation peut également être réalisée par ciment, par réhabilitation par les tissus de la surface spécialement traitée (hydroxyapatite) ou encore par une combinaison de ces procédés. Quel que soit le mode de réalisation de la liaison adopté, cette liaison est rigide et assure une solidarisation de chaque cupule 9 et 10 sur l'une des vertèbres adjacentes.

Entre ces cupules 9 et 10 est introduit un coussin de compression 11 réalisé en plusieurs couches de matériaux ayant des coefficients de compressibilité différents. Selon un mode de réalisation préféré de l'invention, ces matériaux sont des polymères aptes à adhérer à la paroi concave de chaque cupule.

Selon ce mode de réalisation préféré de l'invention, la paroi concave de chaque cupule 9 et 10 comporte des nervures 12 circulaires formant, entre

elles, des gorges 13 dans lesquelles pénètre en partie le coussin de compression 11. Ces nervures 12 assurent le maintien du coussin de compression dans le volume que définissent les deux cupules 9 et 10.

5 Des nervures radiales peuvent, en outre, permettre de limiter la rotation relative des cupules 9 et 10, par l'intermédiaire du coussin de compression 11.

10 En outre, les parois concaves des cupules 9 et 10 peuvent être préalablement soumises à des traitements aptes à augmenter la capacité d'adhérence des polymères du coussin 11 sur le métal des cupules 9 et 10.

15 Selon l'exemple particulier représenté sur la figure 2, le coussin 11 comporte trois couches de polymères qui peuvent être, soit moulées in-situ entre les deux cupules, soit rapportées entre les cupules. Ces polymères ont, de préférence, des coefficients de compressibilité différents les uns des autres et sont
20 répartis de façon à obtenir la flexibilité désirée de la prothèse. De façon plus précise, cette flexibilité dépend :

- des caractéristiques mécaniques (module d'élasticité, compressibilité volumique, etc.) des polymères uti-
25 sés ; et
- de l'agencement de ces couches de polymères.

Les couches des polymères constituant le coussin 11 peuvent, en effet, être agencées de façon à former des couches sensiblement planes, superposées les
30 unes sur les autres, parallèlement au plan des cupules 9 et 10.

Selon le mode de réalisation représenté sur la figure 2, les couches de polymères sont agencées de façon à être concentriques, perpendiculaires au plan
35 des cupules.

Comme le sait l'homme de l'art, la fonction du disque à remplacer varie suivant son emplacement dans la colonne vertébrale. Un disque de vertèbres lombaires a des fonctions autres qu'un disque de vertèbres dorsales ou de vertèbres cervicales. La prothèse discale selon l'invention reproduit donc ces différentes fonctions en faisant varier le module d'élasticité global de la prothèse. Pour ce faire, différents agencements des couches de polymère peuvent être réalisés :

- 5 - un agencement tel que le module d'élasticité global soit croissant du centre de la prothèse vers l'extérieur ;
- un agencement tel que le module d'élasticité global soit décroissant du centre de la prothèse vers l'extérieur ; et
- 15 - un agencement tel que le module d'élasticité global soit alterné croissant/décroissant.

Selon l'exemple représenté sur la figure 2, les couches de polymères du coussin 11 sont disposées de façon concentrique les unes aux autres. La couche "noyau" C1, qui est la couche la plus centrale du coussin 11, est réalisée en un polymère peu compressible en volume. La couche moyenne C2, c'est-à-dire la couche adjacente à la couche noyau C1, est réalisée en un polymère chargé, compressible en volume et donc apte à absorber les déformations subies par les couches voisines. La couche C3, la plus extérieure selon l'exemple représenté sur cette figure 2, est réalisée en un polymère peu compressible en volume.

30 Selon l'invention, une membrane 14 entoure le coussin de compression 11 sur sa périphérie, réalisant ainsi une barrière étanche apte à empêcher toute migration de particules des matériaux compressibles du coussin 11 vers l'extérieur de la prothèse. Selon

l'exemple de la figure 2, cette membrane 14 est concentrique aux couches C1, C2, C3.

Selon un mode de réalisation, cette membrane 14 est un film de polyéthylène.

5 Cette membrane peut, en outre, affecter la forme d'un soufflet ; elle permet ainsi d'améliorer la résistance en fatigue lors des mouvements de flexion.

En outre, la membrane 14 est fixée de part et d'autre aux cupules 9 et 10 pour assurer l'étanchéité du coussin. Une telle étanchéité du coussin 11, et donc de la prothèse, permet de limiter le transfert, vers l'organisme, de particules résultant de la fatigue des matériaux du coussin 11. Ceci a pour conséquence d'assurer une meilleure tolérance de la prothèse par
10 l'organisme et donc une plus longue durée d'implantation.

La prothèse selon l'invention comporte, en outre, des moyens annulaires de mise en forme du coussin 11. Ces moyens annulaires sont rigides radialement et assurent une limite de l'expansion radiale des matériaux du coussin 11 hors du volume défini par les cupules 9 et 10. Ces moyens annulaires assurent une géométrie identique de la prothèse, quelles que soient les déformations subies par le coussin 11. Ces moyens annulaires constituent, de ce fait, un système anti-herniation vis-à-vis du canal médullaire.
20

Selon le mode de réalisation représenté sur la figure 2, ces moyens annulaires comportent une pluralité d'anneaux 15 métalliques, de section circulaire et de forme adaptée au contour du coussin de compression ; ils comportent, en outre, deux anneaux 16 métalliques disposés de part et d'autre de la pluralité d'anneaux 15 et en contact avec chacune des cupules 9 et 10. Ces anneaux 16 peuvent être, par exemple, sertis
30

en bordure des cupules 9 et 10 de façon à assurer la fermeture de la membrane 14, autour du coussin 11.

Selon le mode de réalisation représenté sur la figure 2, un maillage 17 assure le maintien des anneaux 15 entre eux et le positionnement des anneaux 16 en bordure de cupules. Ce maillage 17 est disposé sensiblement perpendiculairement au plan des cupules 9 et 10 et sur toute la périphérie du coussin 11 .

Ce maillage peut être réalisé, par exemple, en nylon.

Selon un mode de réalisation de l'invention, la membrane 14, les anneaux 16 et le maillage 17 peuvent être intégrés : les anneaux 16 et le maillage 17 par tressage et la membrane 14 par surmoulage.

Sur la figure 3, on a représenté une vue en coupe d'un second mode de réalisation de la prothèse discale 7. Tout comme le mode de réalisation de prothèse discale montré sur la figure 2, la prothèse discale 7 représentée sur cette figure 3 comporte :

- deux cupules 9 et 10 comportant des nervures 12 formant des gorges 13 ;
- un coussin de compression 11 comportant plusieurs couches C1, C2, C3 de polymères ayant des capacités de compression différentes ;
- une membrane 14 entourant le coussin 11.

Cette prothèse discale 7 comporte, de plus, des moyens annulaires de mise en forme du coussin 11. Selon ce second mode de réalisation, ces moyens annulaires consistent en une lame circulaire 18 métallique, de forme adaptée au contour du coussin 11 et reliée aux deux anneaux 16 au moyen du maillage 17. Cet ensemble lame 18/anneaux 16/maillage 17 a un rôle tout à fait identique aux moyens annulaires décrits dans le premier mode de réalisation de la prothèse (figure 2).

Selon un troisième mode de réalisation de la prothèse discale, les moyens annulaires de mise en forme du coussin consistent en un fil enroulé en hélice autour de ce coussin de compression. Ce mode de
5 réalisation a pour avantage d'être facile à mettre en oeuvre. En outre, ces moyens annulaires permettent une stabilité du positionnement des spires entre elles, une limitation de la rotation relative des cupules et une contribution à la résistance en traction et compression
10 de la prothèse.

On comprendra donc aisément qu'une telle prothèse discale permette des mouvements d'une vertèbre par rapport à sa vertèbre voisine par déformation du
15 coussin de compression 11 tout en assurant une étanchéité de la prothèse vis-à-vis de l'organisme. Une telle prothèse permet donc de limiter les risques de rejet de la prothèse par l'organisme.

REVENDICATIONS

1. Prothèse préformée destinée à remplacer un disque intervertébral détérioré, caractérisée en ce qu'elle comporte :
- deux demi-enveloppes (9,10) rigides en forme de coupelles, fixées chacune solidairement sur une des deux vertèbres (3,4) adjacentes au disque intervertébral à remplacer ;
 - un coussin de compression (11) disposé entre les deux demi-enveloppes et comportant au moins deux couches de matériaux (C1, C2,...) de compressibilités différentes, ledit coussin étant apte à absorber des déformations consécutives à un déplacement de l'une des vertèbres adjacentes par rapport à l'autre.
2. Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que les matériaux constituant le coussin de compression sont des polymères aptes à adhérer sur les demi-enveloppes.
3. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisée en ce que les couches des matériaux constituant le coussin de compression sont concentriques.
4. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 et 2, caractérisée en ce que les couches des matériaux constituant le coussin de compression sont disposées de façon approximativement parallèle aux demi-enveloppes.
5. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisée en ce qu'elle comporte une membrane (14) fixée sur chacune des demi-enveloppes et entourant le coussin de compression pour assurer une étanchéité entre ledit coussin de compression et les vertèbres.

6. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisée en ce qu'elle comporte des moyens annulaires (14,17) de mise en forme du coussin de compression pour limiter l'expansion dudit coussin de compression hors du volume défini par les deux
5 demi-enveloppes.

7. Prothèse selon la revendication 6, caractérisé en ce que les moyens annulaires de mise en forme comportent une pluralité d'anneaux métalliques
10 (15) de section circulaire et de forme adaptée au contour du coussin de compression, maintenus ensemble par un moyen de maillage (17), deux de ces anneaux métalliques (16) étant sertis en bordure des deux
demi-enveloppes de façon à assurer un écart maximum
15 entre lesdites demi-enveloppes.

8. Prothèse selon la revendication 6, caractérisée en ce que les moyens annulaires de mise en forme comportent une lame métallique (18) de forme adaptée au contour du coussin de compression, deux
20 anneaux métalliques (16) de section circulaire sertis en bordure des deux demi-enveloppes et un moyen de maillage (17) reliant la lame aux anneaux et assurant un écart maximum entre lesdites demi-enveloppes.

9. Prothèse selon la revendication 6,
25 caractérisée en ce que les moyens annulaires de mise en forme comportent un fil enroulé en hélice autour du coussin de compression.

1 / 1

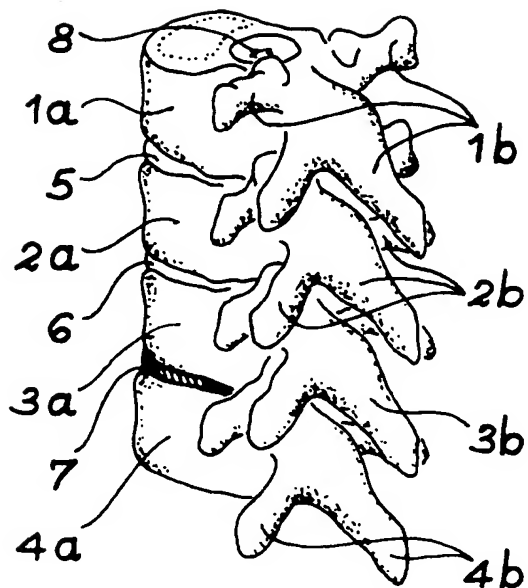


FIG. 1

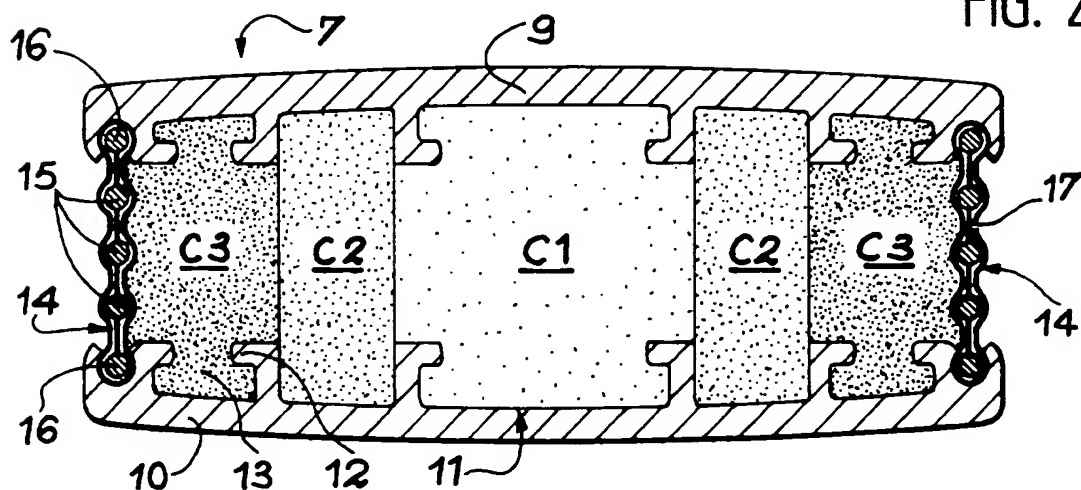


FIG. 2

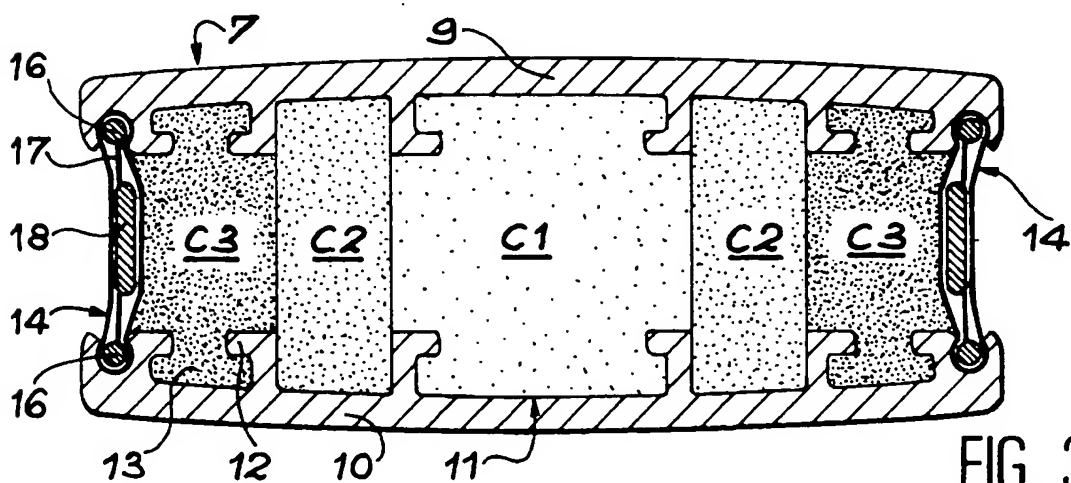


FIG. 3

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIRE**
établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 491678
FR 9310917

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y A	DE-A-22 63 842 (HOFFMANN-DAIMLER) * page 15, ligne 13 - page 16, ligne 6; figure 5 *	1 2,3
Y A	EP-A-0 356 112 (JOHNSON & JOHNSON ORTHOPAEDICS INC. ET AL.) * revendication 1; figures 1,2 *	1 2,3
A	US-A-4 874 389 (DOWNEY) * figure 4 *	1,4
A	EP-A-0 346 269 (MECRON MEDIZINISCHE PRODUKTE GMBH) * abrégé; figure 1 *	1,5,6
D,A	EP-A-0 277 282 (GEBRÜDER SULZER AG) * revendications 1,4; figure 1 *	1,5,6
A	DE-U-90 00 094 (MECRON MEDIZINISCHE PRODUKTE GMBH) * revendications 1,6,7; figure *	1,5,6
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.5)
		A61F
Date d'achèvement de la recherche		Examinateur
30 Mai 1994		Kanal, P
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>		